

POWERED BY Dialog

Improved stent for vessels - preventing attack on the vessel by inflammation or hypertrophy, and disappearing without remaining as semipermanent foreign matter in an organism

Patent Assignee: IGAKI K; TAMAI H; IGAKI IRYO SEKKEI KK

Inventors: IGAKI K; TAMAI H

Patent Family

| Patent Number | Kind | Date | Application Number | Kind | Date | Week | Type |
|---------------|------|----------|--------------------|------|----------|--------|------|
| WO 9215342 | A1 | 19920917 | WO 91JP1601 | A | 19911120 | 199240 | B |
| AU 9189135 | A | 19921006 | AU 9189135 | A | 19911120 | 199301 | |
| | | | WO 91JP1601 | A | 19911120 | | |
| EP 528039 | A1 | 19930224 | WO 91JP1601 | A | 19911120 | 199308 | |
| | | | EP 92902500 | A | 19911120 | | |
| NO 9204153 | A | 19921028 | WO 91JP1601 | A | 19911120 | 199308 | |
| | | | NO 924153 | A | 19921028 | | |
| JP 4500532 | X | 19930204 | WO 91JP1601 | A | 19911120 | 199310 | |
| | | | JP 92500532 | A | 19911120 | | |
| AU 650700 | B | 19940630 | AU 9189135 | A | 19911120 | 199430 | |
| EP 528039 | A4 | 19930811 | EP 92902500 | A | | 199527 | |
| JP 9308693 | A | 19971202 | JP 92500532 | A | 19911120 | 199807 | |
| | | | JP 9732422 | A | 19911120 | | |
| RU 2086209 | C1 | 19970810 | WO 91JP1601 | A | 19911120 | 199815 | |
| | | | RU 9216523 | A | 19911120 | | |
| EP 528039 | B1 | 19990707 | WO 91JP1601 | A | 19911120 | 199931 | |
| | | | EP 92902500 | A | 19911120 | | |
| DE 69131423 | E | 19990812 | DE 91631423 | A | 19911120 | 199938 | |
| | | | WO 91JP1601 | A | 19911120 | | |
| | | | EP 92902500 | A | 19911120 | | |
| ES 2134205 | T3 | 19991001 | EP 92902500 | A | 19911120 | 199948 | |
| US 6045568 | A | 20000404 | US 92946297 | A | 19921102 | 200024 | |
| | | | US 95398047 | A | 19950302 | | |
| | | | US 97794396 | A | 19970205 | | |
| US 6080177 | A | 20000627 | WO 91JP1601 | A | 19911120 | 200036 | |
| | | | US 92946297 | A | 19921102 | | |
| | | | US 95398047 | A | 19950302 | | |
| | | | US 97794396 | A | 19970205 | | |
| | | | US 9869003 | A | 19980428 | | |
| KR 177492 | B1 | 19990501 | KR 92702766 | A | 19921106 | 200051 | |
| CA 2082410 | C | 20030923 | CA 2082410 | A | 19911120 | 200369 | |
| | | | | | | | |

| | | | | | | |
|----------|---|----------|---------------|---|----------|--------|
| | | | WO 91JP1601 | A | 19911120 | |
| US 38653 | E | 20041116 | US 92946297 | A | 19921102 | 200476 |
| | | | US 95398047 | A | 19950302 | |
| | | | US 97794396 | A | 19970205 | |
| | | | US 2002287745 | A | 20021105 | |
| US 38711 | E | 20050315 | WO 91JP1601 | A | 19911120 | 200520 |
| | | | US 92946297 | A | 19921102 | |
| | | | US 95398047 | A | 19950302 | |
| | | | US 97794396 | A | 19970205 | |
| | | | US 9869003 | A | 19980428 | |
| | | | US 2002287743 | A | 20021105 | |

Priority Applications (Number Kind Date): JP 91324960 A (19911007); JP 9168933 A (19910308)

Cited Patents: AU 3717884; CA 1229202; DE 3839481; EP 150608 ; ES 539100; FR 2635966; GB 2222954; JP 1126962; JP 2167156; JP 54151675; JP 60158858; ZA 8410032; DE 9014845; EP 183372 ; EP 326426 ; EP 420541 ; US 5029211 ; WO 9004982; WO 9005554; WO 9112779

Patent Details

| Patent | Kind | Language | Page | Main IPC | Filing Notes |
|---|------|----------|------|-------------|----------------------------------|
| WO 9215342 | A1 | J | 28 | A61L-027/00 | |
| Designated States (National): AU CA JP KR NO SU US | | | | | |
| Designated States (Regional): AT BE CH DE DK ES FR GB IT NL SE | | | | | |
| AU 9189135 | A | | | A61L-027/00 | Based on patent WO 9215342 |
| EP 528039 | A1 | E | 28 | A61L-027/00 | Based on patent WO 9215342 |
| Designated States (Regional): AT BE CH DE DK ES FR GB IT LI NL SE | | | | | |
| NO 9204153 | A | | | A61L-000/00 | |
| JP 4500532 | X | | | A61L-027/00 | Based on patent WO 9215342 |
| AU 650700 | B | | | A61L-027/00 | Previous Publ. patent AU 9189135 |
| | | | | | Based on patent WO 9215342 |
| EP 528039 | A4 | | | A61L-027/00 | |
| JP 9308693 | A | | 8 | A61M-029/02 | Div ex application JP 92500532 |
| RU 2086209 | C1 | | 8 | A61F-002/01 | |
| EP 528039 | B1 | E | | A61L-027/00 | Based on patent WO 9215342 |
| Designated States (Regional): AT BE CH DE DK ES FR GB IT LI NL SE | | | | | |
| DE 69131423 | E | | | A61L-027/00 | Based on patent EP 528039 |
| | | | | | Based on patent WO 9215342 |
| ES 2134205 | T3 | | | A61L-027/00 | Based on patent EP 528039 |
| US 6045568 | A | | | A61M-029/00 | Cont of application US 92946297 |
| | | | | | Cont of application US 95398047 |
| US 6080177 | A | | | A61M-029/00 | Cont of application WO 91JP1601 |
| | | | | | Cont of application US 92946297 |
| | | | | | Cont of application US 95398047 |
| | | | | | Cont of application US 97794396 |

| | | | | | |
|------------|----|---|--|-------------|-------------------------------------|
| KR 177492 | B1 | | | A61L-027/00 | |
| CA 2082410 | C | E | | A61L-027/00 | Based on patent WO 9215342 |
| US 38653 | E | | | A61M-029/00 | Cont of application US 92946297 |
| | | | | | Cont of application US 95398047 |
| | | | | | Reissue of patent <u>US 6045568</u> |
| US 38711 | E | | | A61M-029/00 | Cont of application WO 91JP1601 |
| | | | | | Cont of application US 92946297 |
| | | | | | Cont of application US 95398047 |
| | | | | | Cont of application US 97794396 |
| | | | | | Cont of patent <u>US 6045568</u> |
| | | | | | Reissue of patent <u>US 6080177</u> |

Abstract:

WO 9215342 A

A stent for a vessel comprises a cylindrical or tubular body which is knitted with polymer filaments capable of being absorbed by an organism. Polymers capable of being absorbed by an organism and polylactic acid (PLA), polyglycolic acid (PGA), polyglactin (copolymer of PGA-PLA), polydioxane, polyglyconate, (copolymer of trimethyl carbonate and glycolyd), copolymer of polyglycolic acid or polyactic acid with t-caprolactone. The polymer filaments have a hollow circular or abnormal cross sectional shape. The surface of the polymer filaments can be provided with ditches or made uneven. The polymer filament can be blended with or coated with an X-ray nontransmitting reagent, and anticarcinogen and/or an antithrombosis agent. A device for mounting the stent is a balloon type catheter.

USE/ADVANTAGE - The stent prevents the vessel from being attached by inflammation or hypertrophy. It can disappear without remaining as semipermanent foreign matter in the organisms a few months after inserting in the vessel. It is useful in the medical field

Dwg.0/8

Derwent World Patents Index

© 2005 Derwent Information Ltd. All rights reserved.

Dialog® File Number 351 Accession Number 9204059



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 086 209** ⁽¹³⁾ **C1**
(51) Int. Cl.⁶ **A 61 F 2/01, A 61 L 27/00,**
33/00, A 61 M 29/00

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 92016523/14, 20.11.1991
(30) Priority: 08.03.1991 JP P3-068933
07.10.1991 JP P3-324960
(46) Date of publication: 10.08.1997
(86) PCT application:
JP 91/01601 (20.11.91)

(71) Applicant:
Kejdz I gaki (JP)
(72) Inventor: Kejdz I gaki[JP],
Khideo Tamai[JP]
(73) Proprietor:
Kejdz I gaki (JP)

(54) **VASCULAR SHUNT, CARRIER AND DEVICE FOR SHUNT FASTENING**

(57) Abstract:

FIELD: medicine. SUBSTANCE: vascular shunt is a tubular body formed by braiding of thread of bioresorbable polymeric fiber such as the fiber of polylactic acid, polyglycolic acid or polylactic acid-polyglycolic acid copolymer. When introduced and fastened by means of a catheter inside the vessel connected to a flask, the tubular organ may pressure its

shape for several weeks-several months after fastening and after that it disappears, being absorbed into alive tissue. Thus, the vessel does not remain in the alive body as a foreign substance, it does not cause any inflammation or hypertrophy in the vessel. The method of fastening of the vascular shunt in the vessel is also offered. EFFECT: enhanced reliability. 15 cl, 8 dwg

RU 2 086 209 C1

RU 2 086 209 C1

Изобретение относится к медицине и касается шунта, вводимого в такие сосуды, как кровеносный сосуд, лимфатический сосуд, желчный проток или мочеточник для поддержания формы сосуда. Более конкретно оно касается сосудистого шунта, закрепленного в месте ангиопластики после операции подкожной ангиопластики стенозной части кровеносного сосуда, такого как артерия (операция введения баллончика, образующего часть, соединенную с концом катетера в суженную часть кровеносного сосуда для образования вздутия для расширения суженной части с целью улучшения кровотока) и устройства для закрепления сосудистого шунта.

Известен трубчатый шунт, образуемый обертыванием сетчатой структуры, образованной переплетением продольных и поперечных проволок, например, из нержавеющей стали. Такой трубчатый шунт вводится в место ангиопластики и расширяется там для закрепления в нем.

Однако известный тип шунта обладает недостатками, состоящими в том, что он жесток и создает напряжение в сосудах, вызывающее воспаление или гипертрофию, которые снова могут вызвать сужение сосуда, и что шунт почти всегда остается инородным телом в живом теле, которое по своей природе является нежелательным для живого тела.

Если металлический шунт, который остается в сосудах почти навсегда или в течение времени, большего, чем необходимо, закреплен в сосудах, может случиться, что шунт превратится в своего рода ядро и в этом случае может вызвать стеноз в месте закрепления шунта. С другой стороны, неточная установка шунта относительно окружающего его сосуда вызывает ненормальный рост живых клеток на внутренней стенке сосуда и сужение сосуда.

В связи с этим в основу изобретения положена задача разработки сосудистого шунта, лишенного этих недостатков, и устройства для закрепления шунта.

Согласно настоящему изобретению поставленная задача решена с помощью сосудистого шунта, состоящего из трубчатого органа, изготовленного сплетением биоресорбируемого полимерного волокна, и устройства крепления сосудистого шунта, включающего сосудистый шунт, которое плотно насаживается на баллончик, составляющий часть у дальнего конца катетера.

Среди биоресорбируемых полимеров можно назвать полимолочную кислоту (ПЛА), полигликолевую кислоту (ПГА), полилактин (сополимер ПГА-ПЛА), полидиоксанон, полигликонат (сополимер триметилкарбоната и гликозида) и сополимер полигликолевой кислоты и полимолочной кислоты с Е-капролактаном.

Биоресорбируемый полимер может быть смешан с разными материалами, включая фармацевтические. Материалы могут быть также осаждены на поверхность волокна.

Сосудистый шунт, согласно настоящему изобретению, вводится и закрепляется на месте ангиопластики катетером, прикрепленным к баллончику и закрепляется на месте расширением баллончика. Сосудистый шунт может сохранять свою

форму в течение времени от нескольких недель до нескольких месяцев после закрепления и исчезает спустя несколько месяцев после закрепления, будучи абсорбирован в живую ткань спустя несколько месяцев после закрепления.

Если в биоресорбируемый полимер подмешивают непроницаемый для Х-лучей агент, состояние сосудистого шунта можно наблюдать после закрепления облучением рентгеновскими лучами снаружи.

На фиг. 1 дан процесс изготовления сосудистого шунта в состоянии сжатия по диаметру; на фиг. 2 схематический вид сосудистого шунта при его введении и закреплении в сосудах; на фиг. 3 альтернативный процесс сжатия сосудистого шунта, сплетенного из нитей ПГА волокон, в направлении его диаметра; на фиг. 4А и 4В устройство для закрепления сосудистого шунта, причем на фиг. 4А устройство показано целиком, а на фиг. 4В его часть в поперечном сечении; на фиг. 5 процесс закрепления сосудистого шунта с помощью крепежного устройства; на фиг. 6 другой пример исполнения устройства закрепления сосудистого шунта; на фиг. 7А, 7В и 7С состояние закрепления между сосудом и сосудистым шунтом, причем на фиг. 7А показан иллюстративный сосуд, на фиг. 7В состояние закрепления сосудистого шунта и на 7С нежелательное состояние закрепления известного сосудистого шунта, для сравнения; на фиг. 8 - возможность закрепления сосудистого шунта в разных местах сосуда.

Сосудистый шунт 1 выполняют плетением одной нити для того, чтобы образованное трубчатое изделие было более однороднее, чем изделие, образованное плетением так называемых уточной и основной нитей.

С другой стороны, плетеный сосудистый шунт гораздо легче пропускать через разные извилистые сосуды до достижения определенного места. То есть сосудистый шунт, образованный из плетеной ткани, обладает способностью проходить через множество извитых проходов, хотя он может быть введен и закреплен в месте изгиба, так как трубчатое плетеное изделие имеет тенденцию расширяться и очень малую вероятность исказить форму просвета. Трубчатый плетеный шунт, сосудистый шунт, имеющий диаметр около 5 мм, термообрабатывается с возможностью сужения в диаметре до 2 мм или менее для введения в и закрепления внутри сосуда меньшего диаметра в живом теле, чем сам шунт. Этот процесс пояснен на фиг. 1.

Процесс закрепления термообработанного сосудистого шунта внутри сосуда показан на фиг. 2.

Альтернативный процесс сжатия сосудистого шунта, сплетенного из ПГА (полигликолевая кислота) полимерного волокна показан на фиг. 3. Процесс, показанный на фиг. 3, обладает преимуществом, состоящим в том, что поскольку образованная из металла трубка или трубка из термостойкой смолы не применяются, шунт может быть закреплен прямо на баллончиковой 3 части на удаленном конце катетера 2.

Трубчатый сосудистый шунт плетением нити биологически ресорбируемого полимерного волокна. Сосудистый шунт

превосходит по гибкости и сохранению формы другие тканевые виды, такие как нетканое полотно, например, войлок, или тканая ткань, образованная переплетением уточной и основной нити. Плетеный сосудистый шунт дополнительно термообрабатывается для более явного проявления свойств гибкости и сохранения формы.

Трубчатый сосудистый шунт, сплетенный из нитей биоресорбируемого полимерного волокна, имеет диаметр порядка 4-5 мм и термообрабатывается после введения его или когда он вводится в трубку из термостойкой смолы или металла с диаметром 1-3 мм, предпочтительно 2 мм, для получения сосудистого шунта, как показано на фиг. 1.

С другой стороны, тепловое схватывание имеет тот смысл, что благодаря термообработке (термосхватывание) плетеного трубчатого сосудистого шунта, когда он имеет большой диаметр, или после его сужения в диаметре плетеная ткань имеет концевые волокна, нити или ячейки, которые обладают прекрасными характеристиками сохранения формы за счет того, что термосхватывание создает возможность лучше сохранять форму с одновременным уменьшением напряжения, с другой стороны, передаваемого на внутреннюю стенку сосуда живого тела.

Благодаря использованию ПЛА и ПГА в качестве биопоглощаемых полимерных волокон и благодаря изменению соотношения смеси половина продолжительности периода прочности сосудистого шунта, то есть периода, в который исчезает биопоглощаемость, может свободно контролироваться в течение периода времени от трех недель до трех месяцев.

Кроме того, благодаря добавке непроницаемого для рентгеновских лучей агента во время обжаривания волокон состояние введенного сосудистого шунта может наблюдаться с помощью рентгеновских лучей. При желании можно добавить тромборастворяющие агенты или противотромбовые агенты, такие как гепарин, урокиназа или т-ПА.

Помимо этого, признавая преимущественным тот факт, что сосудистый шунт, выполненный плетением нитей из биоресорбируемых полимерных волокон, исчезает после определенного промежутка времени в том месте, куда он был введен, для концентрированного принятия этих агентов в месте повреждения в волокна или к ним можно подмешивать карциностатики или противотромбовые агенты.

Кроме того, волокна, используемые для плетения сосудистого шунта могут быть выполнены разными по форме поперечного сечения гораздо легче, чем в том случае, когда сосудистый шунт выполняют из металла. То есть сродство с живым телом или свойство сохранения формы можно контролировать, придавая полую или с профилированным поперечным сечением форму волокнам при прядении или за счет применения монофиламентарных или мультифиламентарных нитей.

С другой стороны, волокна синтетических полимерных нитей можно многократно обработать по их поверхности. То есть

применяя нити с по существу круглым поперечным сечением и которые не обрабатывались специальным образом по поверхности, к этим нитям для ускорения размножения эндотелиальных клеток можно присоединить нити, имеющие упомянутое выше так называемое профилированное поперечное сечение, или вышеупомянутые нити, противотромбовые материалы, тромборастворяющие агенты или клетки живых тел.

В то же время при желании расширить стенозное место сосуда до диаметра, например, 4 мм и для сохранения этого диаметра это место не следует расширять за один прием. То есть чтобы исключить внезапное напряжение на сосудах или по существу в живом теле, сосуд сначала расширяют до диаметра 3 мм расширителем в виде катетера 2 с баллончиком 3 диаметром от 0,8 до 1,2 мм.

Устройство для введения и закрепления сосудистого шунта в стенозной части сосуда живого тела будет пояснено более подробно. Вблизи от удаленного конца катетера 2 имеется зона, способная образовывать баллончик 3 желаемого размера с помощью газа или жидкости, такой как контрастная среда для X-лучей, в которую через полую часть в катетере 2 впрыскивают жидкость под давлением от 8 до 10 атмосфер. Упомянутый выше термосхваченный сосудистый шунт 1 с диаметром 2 мм накладывается на баллончикообразующую 3 часть длиной 20 мм, причем с обоих концов сосудистый шунт 1 зажимают держателем 4 из силиконовой смолы или т.п. между катетером 2 и внешней периферией баллончикообразующей 3 тонкой пленки, как показано на фиг. 4.

Однако длина баллончикообразующей части 3 или диаметр сосудистого шунта 1 по выбору могут устанавливаться в зависимости от типов сосудистого шунта или специфической природы сосуда.

Кроме того, удаленный конец катетера иногда может быть снабжен направляющим витком, который играет роль направляющего витка, когда катетер вводится внутрь сосуда.

Для закрепления сосудистого шунта в средней части длины баллончикообразующей части катетера образовано отверстие, которое позволяет жидкости, впрыскиваемой для образования баллончика, выходить из полую часть катетера в загруженную между полую частью катетера и тонкой баллончикообразующей пленкой. Баллончик образуется при расширении под давлением жидкости от 8 до 10 атмосфер, поступающей через отверстие, и сохраняется в течение 30-60 с или в течение более длительного времени. Шунт в это время претерпевает своего рода пластическую деформацию под действием силы расширения баллончика для сохранения его в расширенном состоянии. В это же время сам полимер изменяется на молекулярном уровне, или плетеная структура, которая имеет сетчатую форму, меняется, то есть шунт сжимается по длине и расширяется по своему радиусу с целью изменения по форме для сохранения тем самым этой измененной формы.

На фиг. 5 показан процесс введения и закрепления сосудистого шунта внутри сосуда живого тела.

Как здесь видно, сосудистый шунт

сжимается в длину с расширением баллончика таким образом, чтобы оба конца шунта отсоединились от держателей 4. При следующей операции сжатия баллончика 3 катетер 2 может быть удален полностью.

На фиг. 6 показан другой пример устройства закрепления сосудистого шунта 1. В этом случае катетер 2, соединенный с баллончиком 3, покрывается оболочкой 5 и вводится в этом состоянии в сосуд живого тела. Затем со слегка стянутой оболочкой баллончик 3 расширяется и остается в расширенном состоянии. После этого баллончик 3 сжимается, а оболочку вытягивают одновременно с катетером 2, тогда как сосудистый шунт 1 остается в сосуде.

При этом тонкая пленка для образования баллончика может быть выполнена из разных синтетических полимерных материалов, таких как полиэтилен-терефталат или полиэтилен.

Следует заметить, что сосудистый шунт можно вводить в изгиб сосуда с тем, чтобы придать ему изогнутую форму сосуда, как лучше видно на фиг. 7В. С другой стороны, на фиг. 7С показано состояние, в котором металлический шунт, состоящий из трубчатого сетчатого или ячеистого, образованного плетением уточного и основного материала, или шунт из тканого материала вводится в изгиб в сосуде. Металлический шунт или шунт из тканого материала изгибается в изгибе сосуда, поэтому в месте изгиба невозможно сохранить точную форму сосуда. Тем не менее сосудистый шунт обладает впоследствии лучшими характеристиками, поскольку он может достигать заданного места, даже если в сосуде имеются ответвленные части, как было рассмотрено ранее. На фиг. 7А показан пример сосуда живого тела, в котором предполагается, что место, показанное стрелкой, должно быть заданным местом закрепления сосудистого шунта.

Сосудистый шунт, сплетенный из биоресорбируемого полимерного волокна и теплосхваченный, может охватывать любую толщину сосуда при использовании устройства для закрепления сосудистого шунта. Если, например, сосудистый шунт закладывается в устройство закрепления, которое расширяется до диаметра 4 мм для расширения баллончика, сосудистый шунт может быть закреплен в месте сосуда, имеющем диаметр 2,5 мм с помощью контролирования степени расширения баллончика. Точно так же сосудистый шунт можно закреплять в месте сосуда, имеющем диаметр 3 и 4 мм. То есть сосудистый шунт можно ввести и закрепить в любом месте, показанном на фиг. 8, при использовании одного и того же катетера 2, соединенного с баллончиком 3. Именно поэтому внутренний диаметр сосудистого шунта может сохраняться в толще расширенного баллончика 3.

Если повторное сужение сосуда должно происходить спустя несколько месяцев после разложения и поглощения в живом теле сосудистого шунта, то и в этом случае сосудистый шунт может быть введен и закреплен в том же самом месте. Это становится возможным благодаря использованию биопоглощаемого полимера.

Тем не менее, если тонкий лист нетканого материала биопоглощаемого полимера, такого как войлок, изогнутый по форме трубки, обладает свойствами сохранения формы и гибкости, сравнимыми с теми же свойствами сосудистого шунта, такой лист может быть использован вместо плетеного материала.

Благодаря применению сосудистого шунта могут быть достигнуты такие благоприятные эффекты, которые исключают воспаление или чрезмерную гипертрофию сосуда и повторное сужение сосуда в дальнейшем. Сосудистый шунт абсорбируется за несколько месяцев в живую ткань, что благоприятно для живого тела.

Если на биоресорбируемые полимерные волокна или нити сосудистого шунта наносят непроницаемый для X-лучей агент, состояние закрепления шунта внутри сосуда легко можно наблюдать с помощью рентгеновских лучей снаружи.

Кроме того, сосудистый шунт может накладываться на баллончикобразующую часть катетера, для того чтобы шунт мог быть легко закреплен в заданном месте внутри сосуда.

Формула изобретения:

1. Сосудистый шунт, вводимый в сосуд живого организма, отличающийся тем, что он состоит из трубчатого органа, выполненного плетением биоресорбируемого полимерного волокна.

2. Шунт по п.1, отличающийся тем, что биоресорбируемым полимером является полимолочная кислота (ПЛА).

3. Шунт по п.1, отличающийся тем, что биоресорбируемым полимером является полигликолевая кислота (ПГА).

4. Шунт по п.1, отличающийся тем, что биоресорбируемым полимером является смесь ПЛА и ПГА.

5. Шунт по п.1, отличающийся тем, что биоресорбируемым полимером является один или более веществ из полигоактина (ПГА-ПЛА-сополимер), полидиоксанона, полигликоната (сополимер триметиленкарбоната и гликолида) и сополимера полигликолевой кислоты или полимолочной кислоты с ϵ -капролактоном.

6. Шунт по п.1, отличающийся тем, что форма поперечного сечения биоресорбируемого полимерного волокна является по существу круглой, поллой или профилированной.

7. Шунт по п.1, отличающийся тем, что поверхность биоресорбируемого полимерного волокна имеет неровности или пазы.

8. Шунт по п.1, отличающийся тем, что биоресорбируемое полимерное волокно смешано с одним или более непроницаемых для рентгеновских лучей агентом, карцино статиками и противотромбовым агентом.

9. Шунт по п.1, отличающийся тем, что один или более непроницаемых для рентгеновских лучей агентов карцино статики и противотромбовый агент или клетки живого организма зафиксированы на поверхности биоресорбируемого полимерного волокна.

10. Шунт по п.1, отличающийся тем, что трубчатое тело, образованное плетением нити биоресорбируемого полимерного волокна, обработано термосхватыванием.

11. Удерживающее приспособление для

сосудистого шунта по п.1, отличающееся тем, что оно представляет собой трубку меньшего внутреннего диаметра, в которой размещен сосудистый шунт.

12. Устройство для закрепления сосудистого шунта по п.1, отличающееся тем, что дополнительно содержит катетер, имеющий часть, образующий баллончик, вблизи удаленного от центра конца катетера.

13. Устройство по п.12, отличающееся тем, что сосудистый шунт, полученный плетением, способен сжиматься по диаметру

из сплетенного состояния.

14. Устройство по п.12, отличающееся тем, что оба конца сосудистого шунта удерживаются двумя держателями, прикрепленными к катетеру.

15. Устройство по п.12, отличающееся тем, что катетер включает в себя полую часть, посредством которой образуется баллончик в баллончикообразующей части под давлением жидкости, подаваемой в полую часть, и что сосудистый шунт способен расширяться при помощи баллончика.

5

10

15

20

25

30

35

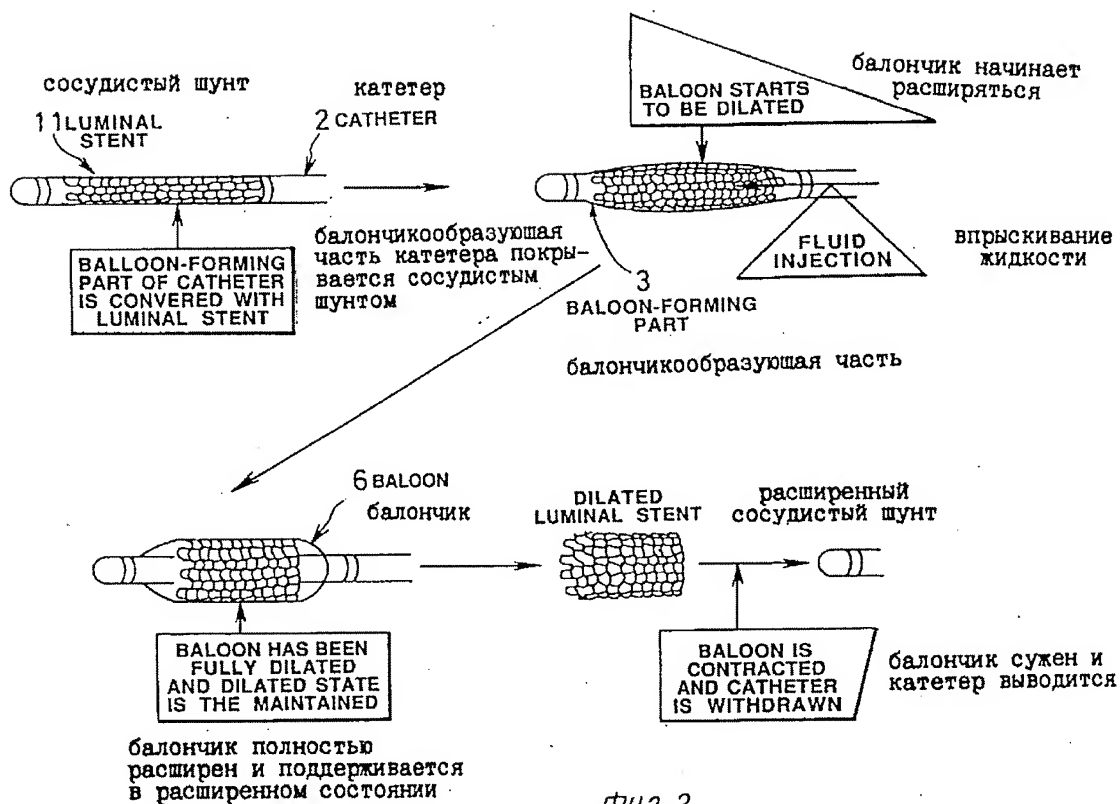
40

45

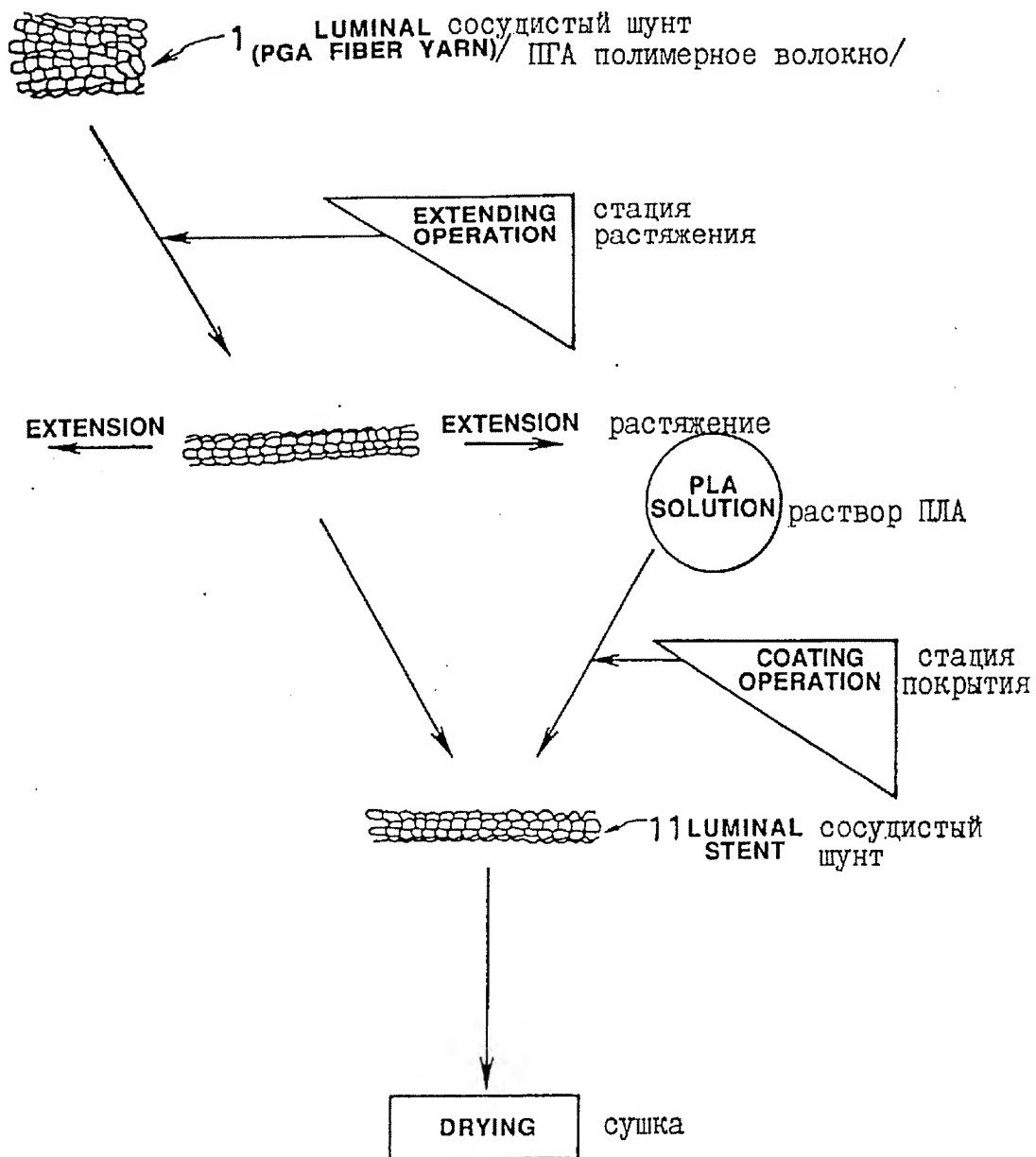
50

55

60



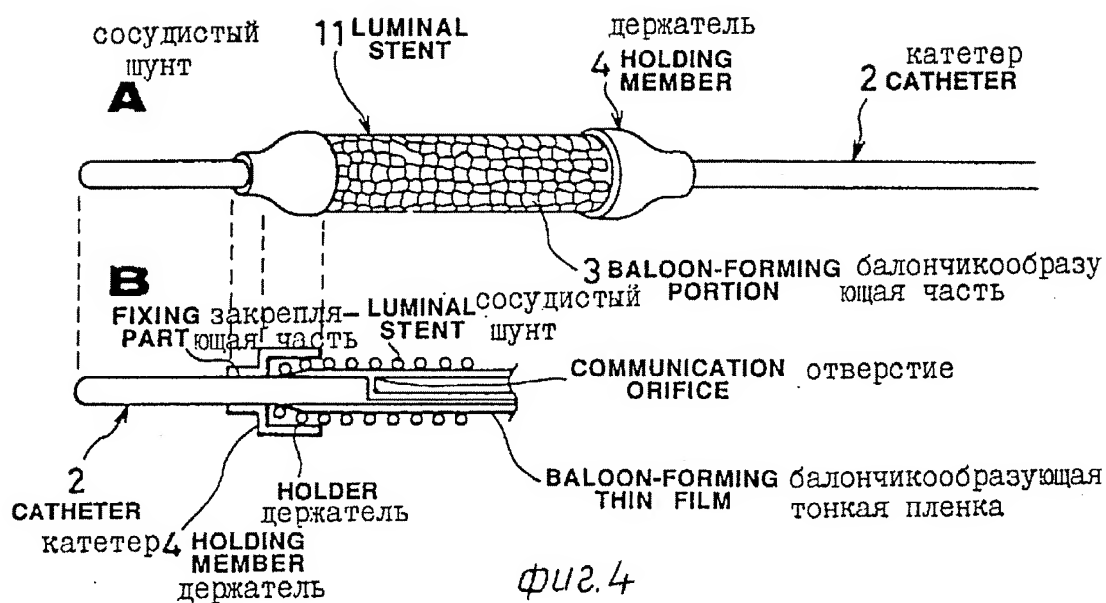
фиг.2



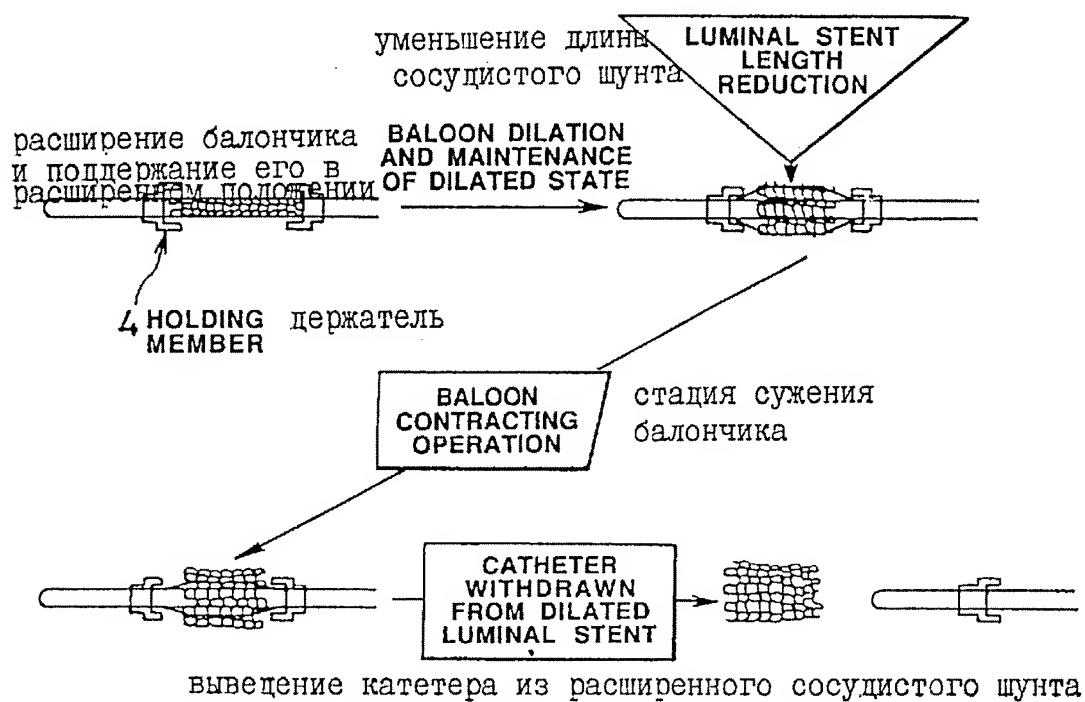
фиг.3

RU 2086209 C1

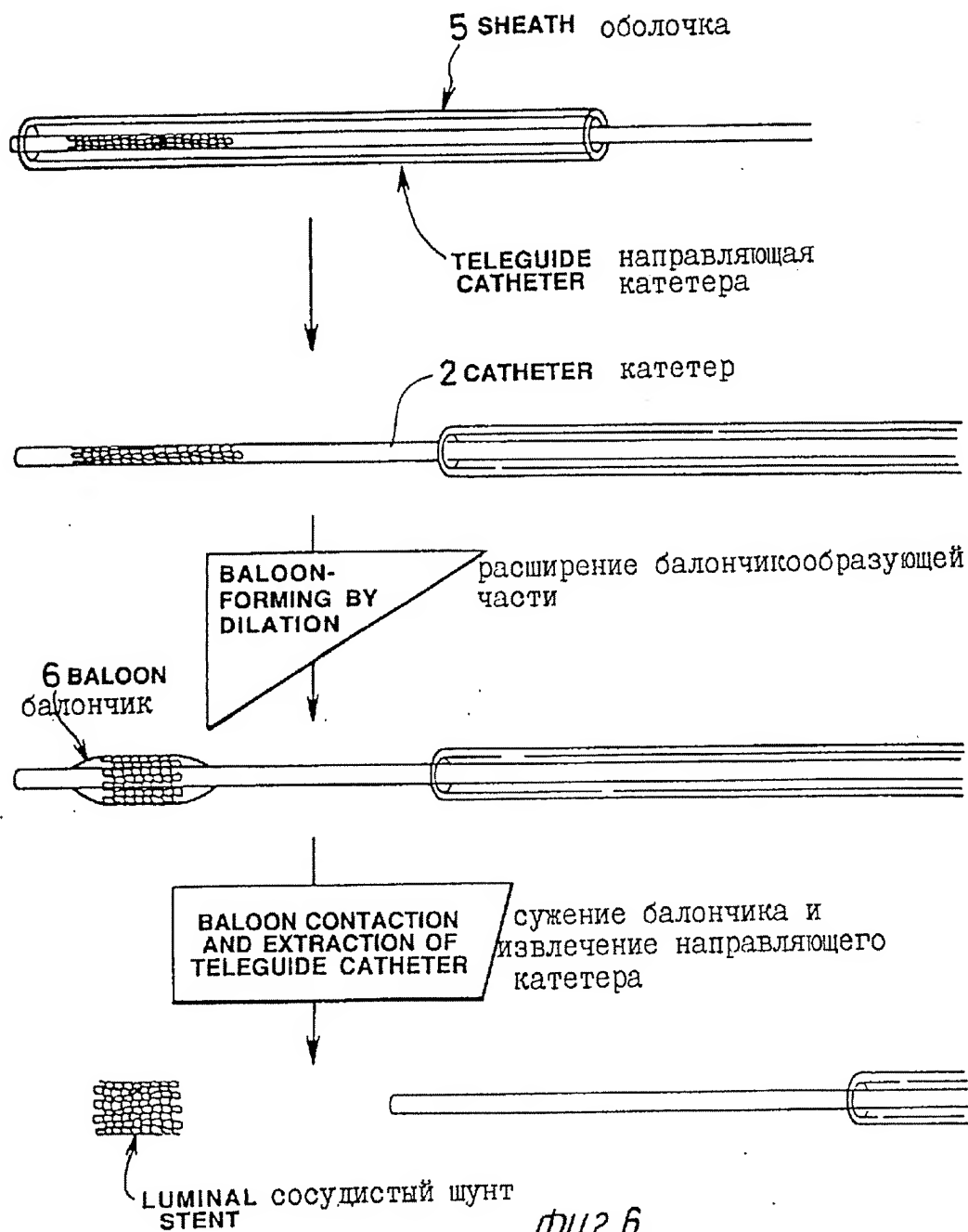
RU 2086209 C1



Φ42.4



$\phi 42.5$

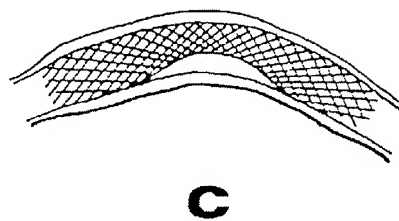
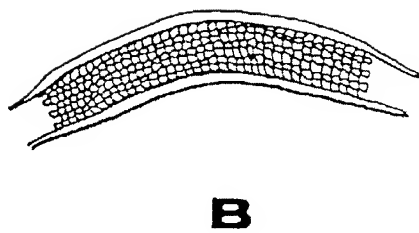
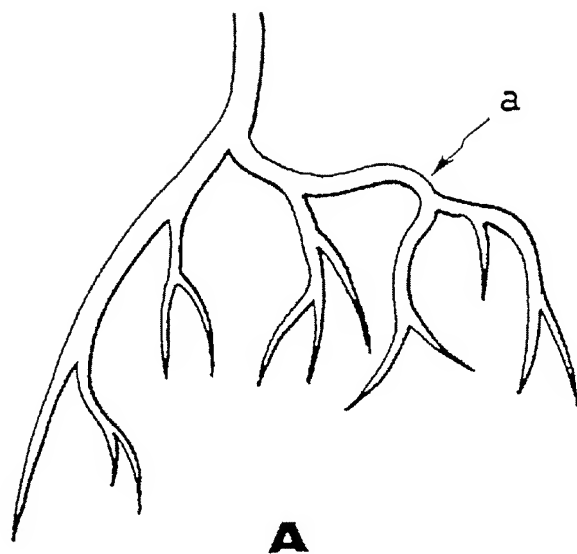


фиг. 6

RU 2086209 C1

RU 2086209 C1

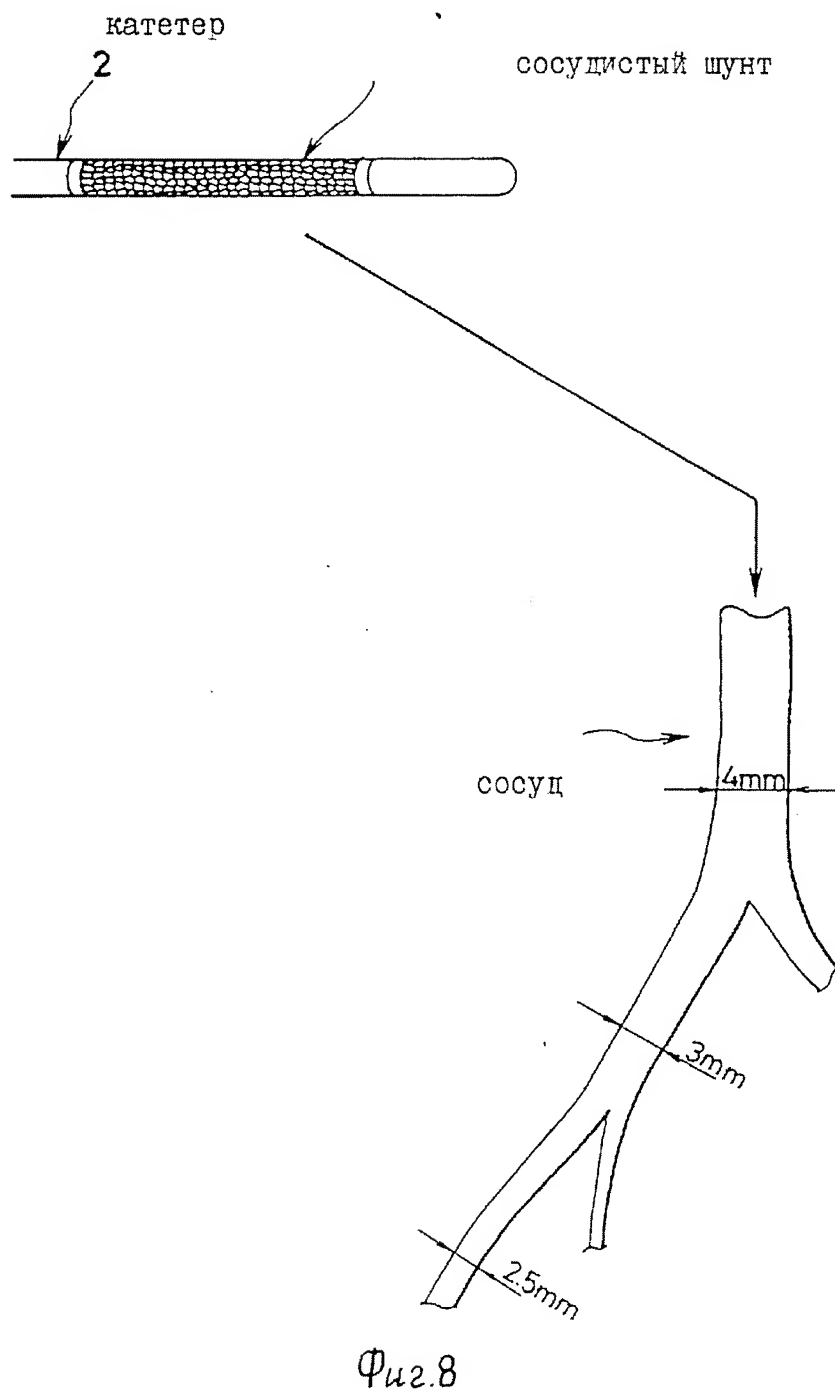
RU 2086209 C1



Фиг. 7

RU 2086209 C1

RU 2086209 C1



RU 2086209 C1